임플란트의 형태가 초기 안정성에 미치는 영향

부산대학교 치과대학 보철학교실, [1]대학원생, [2]교수, [3]오스템 임플란트 연구소

조재명[1] · 김창섭[1] · 윤미정[1] · 정창모[2] · 서승우[3]

임플란트-골 계면상에 미세동요 없이 회복기를 가지는 것은 골융합을 위해서 필수적이다. 이를 위해 임플란트의 초기 안정성은 성공적인 예후를 위해서 중요한 요건이다. 충분한 골질과 골량은 임플란트의 초기 안정성과 조기 실패 방지를 위해 중요한 요소이지만, 임플란트가 갖는 외형적 특성이 초기 안정성에 미치는 영향에 대한 연구는 부족하다. 이에 본 연구는 임플란트의 형태가 초기 안정성에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. 골질에 따라 피질골과 해면골의 두께가 서로 다른 모형골에 straight body의 USⅡ, GSⅡ, SSⅡ system과 tapered body의 GSⅢ system (OSSTEM Implant Co., Seoul, Korea) 임플란트를 식립하고 식립 회전력과 공진 주파수 및 동요도를 측정하였다. 이번 실험에서 초기 안정성에 주요한 영향을 미치는 요소는 골질로 나타났다. 임플란트의 형태에 따라 이중 나사선을 가지는 GSⅡ 임플란트가 초기 안정성은 높게 나타났으며 tapered 한 임플란트가 straight 임플란트에 비해서 높은 초기 안정성을 얻을 수 있음을 알 수 있었다. 또한 tapered 임플란트 식립 시 임플란트의 외형과 조화된 식립구를 형성하는 것이 피질골이 두꺼운 경우 피질골에 과도한 압축력을 감소시키고 반대의 경우 해면골로부터 좀 더 많은 골고정을 얻을 수 있음을 알 수 있었다.

주요어: 골질, 임플란트 외형, 초기 안정성 (**구강회복응용과학지** 2010:26(1):47~57)

서 론

초기 안정성은 임플란트 식립 후 일어날 수 있는 미세동요를 감소시켜 연조직의 형성 없이 골유착이 이루어지도록 도와준다.[1-3] 특히 근래에 보고가 증가되고 있는 즉시 부하를 목적으로 식립된 임플란트가 성공적으로 기능하기 위해서 초기 안정성은 매우 중요한 요소이다.[1,4-7]

초기 안정성은 골-임플란트 간에 발생하는 압축력과 접촉면적에 의해 결정되는데, 골질, 골량, 외과적 술식 그리고 임플란트의 형태 등이 영향을 끼친다.[1-5]

골질, 골량 등이 임플란트의 초기 안정성에 미치는 영향을 측정한 다양한 연구들이 있었지만 다변하고 있는 임플란트의 형태 차이가 초기 안정성에 미치는 영향을 실험한 연구는 그 수가 적다. 이전의 연구들[8-10]은 주로 한정된 골질에 식립된 임플란트의 초기 안정성을 측정한 것으로 다양한 골질조건하에서 임플란트의 형태가 초기 안정성에 미치는 영향을 예측하는 것에는 한계가 있으며, 또한 동일한 식립구를 형성하여 서로 다른 형태의 임플란트를 식립 하였기 때문에 임

교신저자: **정창모**
부산대학교 치과대학 치과보철학교실,
경남 양산시 물금읍 범어리 양산부산대학교 병원 치과병원, 626-770, 대한민국.
팩스: 82-055-360-5134 이메일: cmjeong@pusan.ac.kr
원고접수일: 2010년 01월 25일, 원고수정일: 2010년 03월 10일, 원고채택일: 2010년 03월 25일

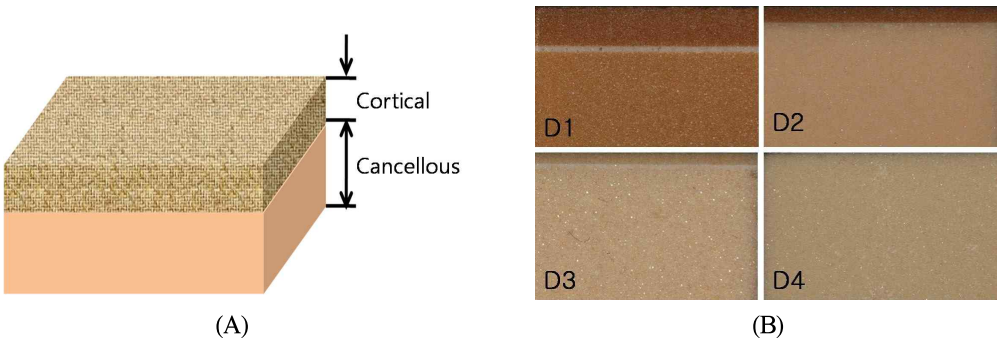

Fig. 1. Schematic diagram (A) and cross-section view (B) of dummy bone.

플란트 외형과 식립구 형태간 관계가 초기 안정성에 미치는 영향을 알기가 어렵다.[11] 이외에도 초기 안정성은 평가방법에 따라 차이를 보일 수 있기 때문에[2,3,9] 다양한 평가법간의 상호 연관성에 대한 검증도 필요할 것으로 생각된다.

이에 본 연구에서는 다양한 골질 조건하에서 임플란트의 외형적 특성과 초기 안정성과의 관계를 식립 회전력 측정법, 공진 주파수와 동요도 분석법을 통하여 분석하고 더불어 식립구 형태가 초기 안정성에 미치는 영향을 함께 알아보고자 하였다.

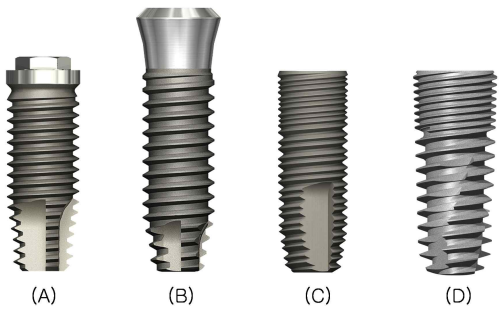

Fig. 2. Schematic diagram of USⅡ(A), SSⅡ (B), GSⅡ(C) and GSⅢ(D).

연구 재료 및 방법

1. 연구재료

1) 모형골

임플란트 식립을 위해 폴리우레탄 재질의 모형골 (SAWBONE, Pacific Research Laboratories Inc., Vashon, USA)을 사용하였다 (Fig. 1). 4종류의 모형골은 골질에 따라 서로 다른 두께의 피질골과 해면골로 구성되어 있다 (Table Ⅰ).

2) 임플란트

실험을 위해 straight body를 가지는 standard type의 USⅡ, GSⅡ, SSⅡ system과 tapered body

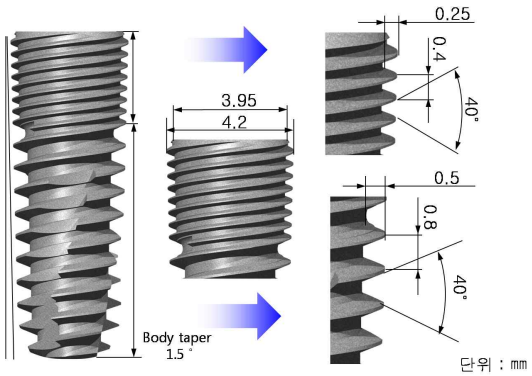

Fig. 3. Characteristics of thread design in GSⅢ.

Table Ⅰ. Characteristics of dummy bone

Type	Cortical		Cancellous	
	Thickness(mm)	Density(g/cc)	Thickness(mm)	Density(g/cc)
D1	3.0	0.80	27.0	0.40
D2	1.5	0.80	28.5	0.32
D3	1.0	0.80	29.0	0.16
D4	0.0	0.80	30.0	0.08

의 GSⅢ system (OSSTEM Implant Co., Seoul, Korea)중 직경과 길이가 동일한 임플란트를 선택하였다 (Fig. 2). Tapered body의 GSⅢ는 USⅡ, SSⅡ, GSⅡ 들과는 다르게 몸체의 측벽이 경사지며, 경부로 근접할수록 GSⅡ와 유사하게 나사선의 개수는 증가하지만 깊이는 얕아지는 형태적 특성을 가진다 (Fig. 3). 표면 손상에 따른 실험오차를 최소화하기 위해 측정법에 따라 10개씩 총 50개의 새 임플란트를 사용하였다 (Table Ⅱ).

2. 연구 방법

1) 임플란트 식립 및 최대 회전력 측정

식립 시 오차를 방지하기 위해 자동 천공기 (OSSTEM Implant Co., Busan, Korea)를 이용하여 직경 3.8mm의 드릴을 선택하고 임플란트 길이보다 1 mm 깊게 식립 구멍을 형성하였다 (Fig. 4). Tapered body의 GSⅢ는 straight한 형태의 GSⅡ용 직경 3.8mm drill (GSⅢs군)과 제조사의 지시를 따르는 GSⅢ전용 직경 4.0mm taper drill(GSⅢt군)을 사용하여 각각의 식립구를 형성하고 식립

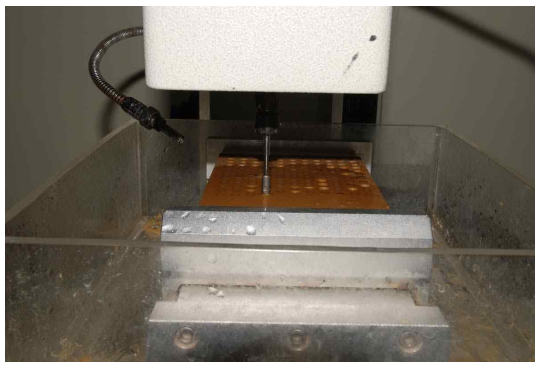

Fig. 4. Forming of insertion hole with auto drilling machine.

Table Ⅱ. Type of fixtures

Fixture	Length(mm)	Diameter of thread(mm)		Body type
		Internal	External	
USⅡ	11.5	3.80	4.0	straight
SSⅡ	11.5	3.80	4.0	straight
GSⅡ	11.5	3.85	4.0	straight
GSⅢ	11.5	3.95	4.2	tapered

회전력을 측정하였다 (Fig. 5).

임플란트 진료용 엔진인 INTRA surg 300 (KaVo, Biberach, Germany)을이 용하여 생리식염수 주수 하에 30 rpm 으로 임플란트를 식립 하였다. 식립 동안 엔진 본체의 액정 화면상에 표시되는 토크의 최대 수치를 식립 회전력으로 기록하였다.

3) 공진 주파수 및 동요도 측정

식립 후, Smartpeg™ (Osstell AB., Gothenburg, Sweden)을 10 Ncm 으로 연결하고 Osstell mentor™ (Osstell AB., Gothenburg, Sweden)를 이용하여 공진 주파수를 동일한 방향으로 5회 반복 측정하였다. 측정된 주파수는 임플란트 안정도 지수 (Implant Stability Quotient, ISQ)로 기록하였다. 이후 Periotest (Medizintechnik Gulden, Modautal, Germany)를 이용하여 동일한 방향으로 동요도를 5회 반복 측정하였다. 동요도는 Periotest의 LCD 화면상에 나타나는 Periotest value (PTV)값으로 기록 하였다.



Fig. 5. Schematic diagram of taper drill for GS III system.

3) 통계분석

본 연구의 통계처리는 SPSS 12.0K를 사용하였다. 이원 분산분석과 Duncan method를 이용하여 임플란트 형태와 골질에 따른 식립 회전력과 공진 주파수, 동요도의 유의차를 검정하고, 골질과 형태 변수가 측정법에 미치는 영향도를 알아보기 위해 회귀분석을 실시하였다. 그리고 세 측정법간의 연관성을 알아보기 위해 상관분석을 시행하였다.

결 과

1. 식립 회전력 (Table Ⅲ과 Fig. 6)

식립 회전력은 최소 1.89, 최대 105.36로 형태와 골질에 따라 다양하게 나타났으며, 모형골의 피질골부가 두꺼울수록 증가하였다 ($p<.05$). 실험에 사용된 임플란트 중 USⅡ가 가장 낮은 식립 회전력을 보였고 ($p<.05$) GSⅢ군들이 비교적 높은 측정값을 보였다. SSⅡ와 GSⅡ는 비슷한 값을 보였으나, D1, D4에서는 GSⅡ가 높은 측정값을 보였다 ($p.<05$). 식립구의 형태에 따라 D1, D2 모형골에서는 GSⅢs가 가장 높은 식립 회전력을 보였고 ($p<.05$), D3, D4에서는 GSⅢt와 GSⅢs간에 유의한 차이는 없었다 ($p>.05$).

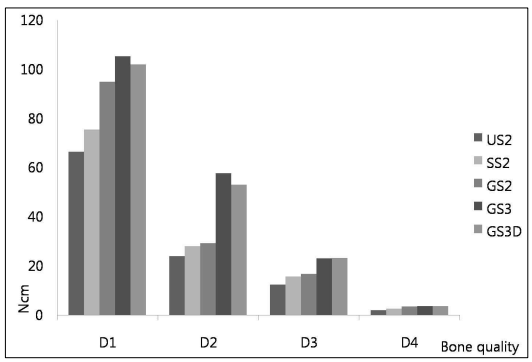

Fig. 6. Mean values of insertion torque (Ncm).

Table Ⅲ. Mean values and SDs of insertion torque (Ncm)

Group	Bone quality			
	D1	D2	D3	D4
US Ⅱ	66.44 ±0.78^{e}	24.00 ±3.27^{i}	12.30 ±1.06^{k}	1.89 ±0.09^{n}
SS Ⅱ	75.53 ±1.65^{d}	28.00 ±2.21^{h}	15.70 ±0.85^{j}	2.57 ±0.25^{m}
GS Ⅱ	95.00 ±2.75^{c}	29.20 ±1.48^{h}	16.80 ±1.23^{j}	3.43 ±0.22^{l}
GS Ⅲs	105.36 ±4.01^{a}	57.80 ±1.70^{f}	23.00 ±1.94^{i}	3.59 ±0.33^{l}
GS Ⅲt	102.11 ±3.29^{b}	53.10 ±2.23^{g}	23.20 ±1.62^{i}	3.61 ±0.19^{l}

Different superscript lowercase letters indicate significant differences ($p<.05$).

2. 공진 주파수 (Table Ⅳ와 Fig. 7)

ISQ value는 최소 41.30, 최대 82.30으로 형태와 골질에 따라 다양하게 나타났으며, 모형골의 피질골부 두께가 두꺼워질수록 증가 하였다 ($p<.05$). USⅡ가 가장 낮은 ISQ value를 나타내었고 GSⅡ가 SSⅡ에 비해서 높은 측정값을 보였다 ($p<.05$). 실험에 사용된 임플란트 중 GSⅢ군들이 가장 높은 측정값을 보였으며 ($p<.05$), 식립구의 형태에 따라 D1, D2 모형골에서는 GSⅢs가 가장 높은 ISQ value를 보였고 ($p<.05$), D3, D4에에서는 통계적으로 유의하지는 않지만 GSⅢt가 가장 높은 평균 측정값을 보였다.

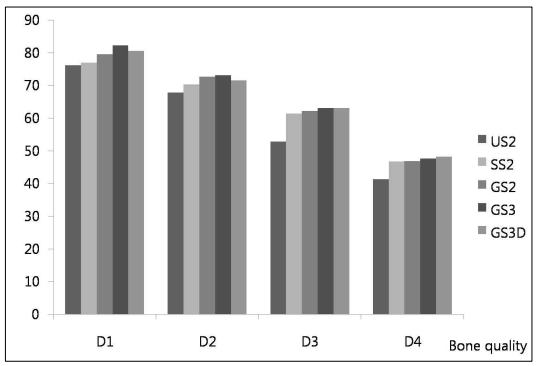

Fig. 7. Mean values of ISQ.

Table Ⅳ. Mean values and SDs of ISQ

Group	Bone Quality			
	D1	D2	D3	D4
US Ⅱ	76.22 ±0.86^{d}	67.82 ±2.52^{i}	52.86 ±1.54^{m}	41.30 ±1.22^{q}
SS Ⅱ	76.96 ±1.05^{d}	70.34 ±0.75^{h}	61.48 ±0.69^{l}	46.80 ±1.41^{p}
GS Ⅱ	79.56 ±0.69^{c}	72.68 ±0.93^{f}	62.22 ±1.17^{k}	46.88 ±2.26^{o}
GS Ⅲs	82.30 ±1.43^{a}	73.20 ±1.03^{e}	63.10 ±1.48^{j}	47.64 ±2.23^{n}
GS Ⅲt	80.60 ±1.21^{b}	71.58 ±0.93^{g}	63.12 ±1.67^{j}	48.22 ±1.70^{n}

Different superscript lowercase letters indicate significant differences ($p<.05$).

3. 동요도 측정 (Table Ⅴ와 Fig. 8)

PTV는 최소 -0.27, 최대 24.85 사이에서 다양한 값을 보였으며 모형골의 피질골부가 두꺼워질수록 감소하였다 (p<.05). USⅡ가 모든 골질에서 가장 높은 PTV를 보였으며 (p<.05), GSⅢ군들이 비교적 낮은 평균값을 보였다. GSⅡ가 SSⅡ에 비해 낮은 PTV를 나타내었지만 D2, D4에서는 유의한 차이가 없었다 (p>.05). 식립구의 형태에 따라서 straight한 식립구의 GSⅢs가 D1, D2 모형골에서 가장 낮은 PTV를 보였고 D3, D4에서는 tapered한 식립구의 GSⅢt가 가장 낮은 PTV를 나타내었다 (p<.05).

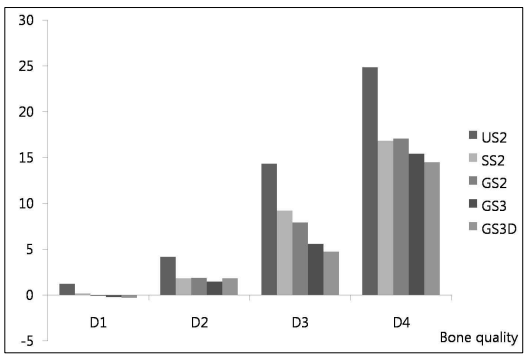

Fig. 8. Mean values of Periotest.

4. 골질과 형태의 영향

임플란트 형태와 골질 둘 다 Insertion Torque, ISQ value, PTV에 영향을 주었으며, ISQ value에 가장 큰 영향을 주는 것으로 나타났다 (Table Ⅵ). 임플란트 형태, 골질 두 요소 중 골질이 더 큰 영향을 주는 것으로 나타났다 (p<.05).

5. 측정방법간의 상호 관계

Insertion torque, ISQ value 그리고 PTV 간의 관련성을 알아보기 위한 상관관계분석에서 모형골의 종류에 따른 차이는 존재하지만 ISQ value와 PTV는 강한 상관관계를 보였다. 식립 회전력은 D1과 D4에서 ISQ value와 강한 상관관계 보였고, PTV와는 D1, D2 그리고 D4에서 강한 관계를 보였다 (Table Ⅶ).

Table Ⅵ. Regression analysis of type and bone quality

	Insertion Torque	ISQ value	PTV
	F(p)	F(p)	F(p)
Type	65 .246	95 .535	89 .348
Bone quality	1368 .904	3117 .435	1160 .337

Table Ⅴ. Mean values and SDs of Perio test

Group	Bone Quality			
	D1	D2	D3	D4
US Ⅱ	1.23 ±0.07^{j}	4.20 ±0.28^{h}	14.34 ±0.98^{d}	24.85 ±2.05^{a}
SS Ⅱ	0.20 ±0.10^{k}	1.86 ±0.18^{i}	9.23 ±0.77^{e}	16.84 ±1.64^{b}
GS Ⅱ	-0.10 ±0.25^{l}	1.87 ±0.34^{i}	7.94 ±0.20^{f}	17.06 ±1.11^{b}
GS Ⅲs	-0.27 ±0.12^{l}	1.48 ±0.28^{j}	5.60 ±0.37^{g}	15.44 ±0.24^{c}
GS Ⅲt	-0.22 ±0.19^{l}	1.86 ±0.14^{i}	4.75 ±0.38^{h}	14.51 ±0.59^{d}

Different superscript lowercase letters indicate significant differences (p<.05).

Table Ⅶ. Correlation coefficient between methods

	Insertion Torque		ISQ		Periotest
Insertion Torque	1		-		-
ISQ value	D1: .896	D3: .439	1		-
	D2: .486	D4: .788			
PTV	D1: -.887	D3: -.376	D1: -.790	D3: -.929	1
	D2: -.552	D4: -.850	D2: -.717	D4: -.854	

총괄 및 고안

전통적인 Branemark protocol을 따를 경우 임플란트 식립은 치아 발거 후 약 12개월의 발치와 회복기간이 지난 뒤에 가능하다.[12,13] 더불어 임플란트의 식립 후에도 3-6개월간의 치유기간을 가진 후에야 기능이 가능하다.[14,15] 치료기간이 길어질수록 환자는 치아상실에 따른 심미적, 기능적 손상을 더욱 많이 경험하게 된다. 그래서 근자에 임상에서 시도되고 있는 임플란트 식립 후 즉시 부하는 치료기간을 줄이고 수술과정을 감소시킬 뿐만 아니라 환자의 사회활동과 심리적 정신적 안정을 제공할 수 있다.[1,4,7,16] 식립된 임플란트의 즉시 부하와 초기 기능을 위해서 중요한 초기 안정성은[16-20] 골질, 골양, 수술법, 임플란트의 형태 특성 등에 의해서 영향을 받는다.[2,3]

골질은 임플란트의 초기 안정성에 영향을 미치는 가장 중요한 요소로[16-20] 골질이 좋지 않은 부위에서 낮은 초기 안정성을 보일 뿐만 아니라[2,3,21,22] 높은 실패율이 보고되고 있다.[19,23] 본 실험결과 식립 회전력, 공진 주파수, 동요도는 모형골의 피질골부가 두꺼울수록 높게 나타났으며 (Table Ⅲ, Ⅳ, Ⅴ) 형태보다는 골질이 측정값에 더 큰 영향을 미치는 것으로 나타났다 (Table Ⅵ). 이는 피질골이 두꺼울수록 임플란트 식립 시 발생하는 압축력이 증가되어[24,25] 안정성을 얻는데 유리하기 때문으로 이전 연구들[22,23,26,27] 과 유사한 결과이다. 식립 회전력은 임플란트가 식립 시 주변 골질에서 받게 되는 회전저항력을 표시한 것으로[3] 골질이 큰 영향을 미치고[19,22] 공진 주파수 또한 상방 피질골의 두께가 측정값에 영향을 미치는 것으로 알려져 있다.[2,3]

골질이 좋지 않은 부위에서는 임플란트의 형태와 수술 방법 등을 변화시켜 초기 안정성을 증가 시킬 수 있다.[21] Lazzara등[16]은 발치 후 즉시 식립 임플란트의 시술방법을 기술하며 초기 안정성을 얻기 위한 임플란트의 형태를 강조하였으며 임플란트가 가지는 외형적 특성에 따라서 임플란트의 초기 안정성은 다를 수 있다.[9]

본 실험결과 임플란트의 형태적 특성에 따른 초기 안정성의 차이는 standard 형태의 USⅡ, SSⅡ, GSⅡ 비교 시, USⅡ가 가장 낮은 초기 안정성을 보였으며 GSⅡ가 비교적 높은 초기 안정성을 보였다. 피질골과 결합하는 나사선의 깊이가 얕아져 식립구와의 직경차이가 작아지고 나사선의 개수가 증가하는 GSⅡ system과 같은 나사선 구조는 식립 시 피질골과의 접촉이 좀 더 긴밀할 뿐만 아니라, 피질골과의 접촉면적이 증가되어 더 많은 압축력을 얻을 수 있었던 것으로 생각된다.[8,9] 동일한 3.8mm 직경의 드릴로 형성된 식립구에 고정된 tapered한 GSⅢ와 straight한 GSⅡ의 비교 시 GSⅢ가 대체로 더 높은 초기 안정성을 보였다.[18] 이는 상방 피질골에 접촉하는 GSⅢ 임플란트의 경부 직경이 GSⅡ보다 커서 압축력이 증가되어 나타나는 결과로 여겨진다.

GSⅢ 전용 드릴로 tapered 하게 형성된 식립구

에 위치한 GSⅢt와 straight하게 형성된 식립구에 위치된 GSⅢs의 비교 시, 골질이 우수한 D1, D2에서는 straight한 식립구의 GSⅢs가 높은 초기 안정성을 보인 반면 D3, D4에서는 큰 차이는 아니지만 tapered하게 형성된 식립구의 GSⅢt가 더 높은 초기 안정성을 보였다. 이는 straight drill에 비해 tapered drill이 조금 더 큰 경부 직경을 가지고 아래로 내려 갈수록 계단형으로 직경이 작아져서 임플란트 식립 시 피질골에서의 압축력은 작아지고 해면골에서 접촉면적과 압축력이 증가되기 때문으로 생각된다.

상방 피질골의 압축력은 임플란트의 기계적 초기 안정성을 위해서 중요하지만 과도한 경우 인접골의 혈류 공급을 방해하여 문제가 야기될 수 도 있다.[8,28] 본 실험에서 피질골이 존재하는 모형골 D1, D2에서 straight한 식립구에 위치한 tapered 임플란트가 높은 실험값을 보였지만 이는 임상적으로 생리적인 위해를 야기할 수 있다. 피질골 부위에서 증가된 압축력은 식립 초기에 혈류 공급을 저해하여 허혈성 골괴사를 일으킬 수 있기 때문에 주의를 요하는 부분이다.[8,28] 따라서 tapered 임플란트를 사용하는 경우 임플란트의 외형에 따라 식립구를 형성하거나 제조사의 전용 tapered drill을 이용하는 것이 바람직할 것으로 생각되며 이에 대한 임상적 연구가 부가적으로 필요하리라 생각된다.

Lachmann등[29]은 임플란트의 안정성을 평가하는데 사용되는 damping capacity assesment (Periotest)와 resonance frequency analysis (Osstell)의 상관성에 대한 실험결과 Periotest와 Osstell 의 안정성 측정값간에 높은 상관관계를 보였다고 보고하였다. 본 실험에서도 식립 회전력에 비해서 Periotest와 Osstell 간에 높은 상관관계를 보였다 (Table Ⅵ). Periotest는 공진 주파수 측정법에 비해서 각도의 변화, 임플란트와 탐침자 사이의 거리, 두드리는 부위에 따라 값이 예민하게 반응할 수 있기 때문에[2,3] 비록 본 실험에서 골질과 임플란트 형태에 따라서 ISQ value와 강한 상관관계를 보였지만 PTV가 더욱 큰 편차범위를 나타내었다.

결 론

본 연구는 다양한 골질 조건하에서 임플란트의 형태가 초기 안정성에 미치는 영향을 알아보기 위해 standard 형태의 USⅡ, SSⅡ, GSⅡ와 tapered 형태의 GSⅢ를 식립하고 식립 회전력과 공진 주파수 및 동요도를 측정하였으며, 형성된 식립구와 임플란트 형태간의 관계에 대해서 알아보았다.

이번 실험에서 초기 안정성에 주요한 영향을 미치는 요소는 골질로 나타났으며, 임플란트의 외형적 특성에 따라서 초기 안정성은 차이를 보였다. 임플란트의 경부에 형성되는 나사선의 개수가 증가되고 피질골과의 접촉 면적이 증가할수록 초기 안정성은 높게 나타났으며, tapered 한 임플란트가 straight 임플란트에 비해서 높은 초기 안정성을 얻을 수 있음을 알 수 있었다. 또한 tapered 임플란트 식립 시 임플란트의 외형과 조화된 식립구를 형성하는 것이 피질골이 두꺼운 경우 피질골에 과도한 압축력을 감소시키고 반대의 경우 해면골로부터 좀더 많은 골고정을 얻을 수 있음을 알 수 있었다.

연구비 지원 및 사의

본 연구는 2009년도 부산대학교병원 임상연구비 지원으로 이루어졌음

참 고 문 헌

1. Monish Bhola, Anthony L. neelyN Shilpa Kolhatkar. Immediate implant placement: Clinical decision, advantage and disadvantages J Prosthet Dent 2008;17:576-81.
2. Meredith N. Assessment of implant Stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont 1998;11: 491-501.
3. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant Stability: Current Status. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22:743-54.

4. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implant: a prospective 1-year clinical study. Clin Implant Dent Relat Res 2005;7 (suppl.1)s1-s12.
5. Chaushu G, Chaushu S, Tzohar A, Dayan D. Immediate loading of single-tooth implant: immediate versus non-immediate implantation. A clinical report. Int J oral Maxillofac implanats 2001;16:267-272.
6. Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols : A literature review of clinical studies J Prosthet Dent 2005;94:242-57.
7. Morton D, JaffinR, Weber HP. Immediate restoration and loading of dental implants : clinical considerations and protocols. Int J oral Maxillofac implants 2004;19:103-8.
8. Orsini E. Salgarello S. Bubalo M. Lazic Z. Trire A. Martini D. Franchi M. Rugger A. Histomorphometric evaluation of implant design as a key factor in peri-implant bone response : a preliminary study in dog model. Minerva Stomatol 2009;58:263-75.
9. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants : A human cadaver study. Clin Implant Relate Res 2000;2:85-92.
10. Ostman PO, Hellman M, Wendellhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. Int J Prosthet 2006;19:77-84.
11. Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. Clin Oral Implants Res 2006;2:19-34.
12. Branemark PI. Osseointegration and its experimental backgriund. J Prosthet Dent 1983;50:399-410.
13. Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implant. J Prosthet Dent 1983;50:255-61.
14. Cochran DL, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recomanded clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:109 -13.
15. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O et al. Osseointegration implants in the treatment of the edentulous jaw : experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 1977;11:1-132.
16. Lazzara RJ. Immediate implant placement into extraction sites : Surgical and restorative advantage. Int J Periodont Rest Dent 1989;9:333-43.
17. Aparicio C, Rangert B, Sennerby L. Immediate/early loading of dental implants : a report from the sociedad Espanola de implantes world congress consensus meeting in Barcelona, Spain. Clin Implant Dent Relat Res 2002;5:57-60.
18. West JD, Oates TW. Identification of stability changes for immediately placed dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22:623-30.
19. Ottoni JM, Oliveria ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. Int J Oral Maxillofac implants 2005;20:769-76.
20. Uribe R, Penarrocha M, Balaguer J, Fulgueiras N. Immediate loading in oral implants. Present situation. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2005;2:E143-53.
21. Vanden Bogaerde L, Pedretti G, Dellacasa P, Mozzati M, Rangert B, Wendelhag I. Early function of splinted implants in maxillas and posterior mandibles, using Brånemark System Tiunite implants : an 18-month prospective clinical multicenter study. Clin Implant Dent Relat Res 2004;6:121-9.
22. Johansson B, Back T, Hirsch JM. Cutting torque measurements in conjunction with implant placement in grafted and nongrafted maxillas as an objective evaluation of bone density : A possible method for identifying early implant failure? Clin Implant Dent Relate Res 2004;6:9-15.
23. Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L. Clinical outcome of bränemark system implants of various diameters : A retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:671-7.
24. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry : Basic concept and principle. J Oral Implantol 1992;18:264-74.
25. Bidez MW, Misch CE. Issue in bone mechanics related to oral implants. Implant Dent 1992;1:289-94.
26. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T.

Significance of primary stability for osseointegration of dental implants Clin Oral Implant Res 2006;17:244-50.
27. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. Int J Oral Maxillofac Surg 1999;28:297-303.
28. Orenstein IH, MacDonald DE, Tao AC, Morris HF. Electronic percussive testing of the stability of an immediately provisionalized implant placed into a fresh extraction socket : a pilot evaluation. J Oral Implantol 2007;33(2):69-74.
29. Lachmann S, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I : an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. Clin Oral Implants Res 2006;17: 75-9.

Influence of Implant Designs on Initial Stability

Jae-Myoung Cho[1], DDS, Chang-Seop Kim[1], DDS,MSD, Mi-Jung Yun[1], DDS,MSD, Chang-Mo Jeong[2*], DDS,MSD,PhD, Seung-U Seo[3]

[1]Graduate student, [2]Professor, Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University, Korea, [3]Osstem implant research center

An undisturbed healing process without micromotion at the implant-bone interface is essential for achievement of osseointegration of dental implant. Therefore, initial stability was advocated as prerequisite for successful clinical outcome. Adequate bone quality and quantity were important to achieve initial stability and to prevent early failures. However there were few published data available regarding the effect of design change in implant geometry on initial stability of the implants. The purpose of the current study was to assess the initial stability of various designs of implants when placed into artificial bone materials of varying qualities and shapes of insertion holes.

Within the scope of this study, the following results were drawn. Bone quality was major importance to achieve initial stability. Initial stability was higher on GSⅡ which had additional design feature of double thread. With a tapered design of implant such as GSⅢ showed a higher initial stability than straight one. An insertion hole with the similar shape of implant would lead to reduce a compression force on cortical bone and enhance a bone anchorage on cancellous bone.

Key words: Bone quality, Implant geometry, Initial stability

Correspondence to : Chang-Mo Jeong
Department of prosthodontics, college of dentistry, Pusan national university Beom-eo li, Mul-geum eup, Yangsan si, 626-770, Kyeong-nam, Korea
Fax: + 82-055-360-5134, E-mail: cmjeong@pusan.ac.kr
Received: January 25, 2010, Last Revision: March 10, 2010, Accepted: March 25, 2010